

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 04-341232

(43)Date of publication of application : 27.11.1992

(51)Int.Cl.

A61B 1/04
G02B 23/24

(21)Application number : 03-199592

(71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD

(22)Date of filing : 08.08.1991

(72)Inventor : SASAKI MASAHIKO
KIMURA KENJI
TAKAHASHI YUTAKA
YABE HISAO
NAKAMURA KAZUNARI

(30)Priority

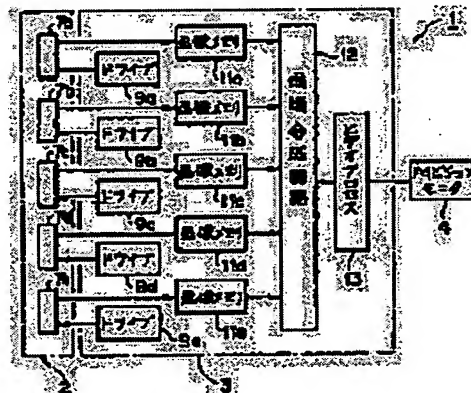
Priority number : 403 4514 Priority date : 11.03.1991 Priority country : JP

(54) ELECTRONIC ENDOSCOPE SYSTEM

(57)Abstract:

PURPOSE: To provide the electronic endoscope system which can display simultaneously plural images obtained from plural photographing elements on one high vision monitor without causing the deterioration of resolution.

CONSTITUTION: The system is provided with an electronic endoscope 2 provided with plural CCDs 7a to 7e, a controller 3 for executing a signal processing to output signals of these CCDs 7a to 7e, and also, generating one video signal by synthesizing plural images, and a high vision monitor 4 for displaying the video signal outputted from this controller 3, and constituted so that plural images can be displayed simultaneously on this monitor screen.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of

rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平4-341232

(43)公開日 平成4年(1992)11月27日

(51)Int.Cl. ⁸	識別記号	庁内整理番号	F 1	技術表示箇所
A 6 1 B L/04	3 7 2	7831-4C		
G 0 2 B 23/24	B	7132-2K		

審査請求 未請求 請求項の数 1 (全 21 頁)

(21)出願番号	特願平3-199592	(71)出願人	000000376 オリンパス光学工業株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目43番 2号
(22)出願日	平成3年(1991)8月8日	(72)発明者	佐々木 雅彦 東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目43番 2号 オリ ンパス光学工業株式会社内
(31)優先権主張番号	特願平3-45144	(72)発明者	木村 健次 東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目43番 2号 オリ ンパス光学工業株式会社内
(32)優先日	平3(1991)3月11日	(72)発明者	高橋 豊 東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目43番 2号 オリ ンパス光学工業株式会社内
(33)優先権主張国	日本 (J P)	(74)代理人	弁理士 伊藤 進

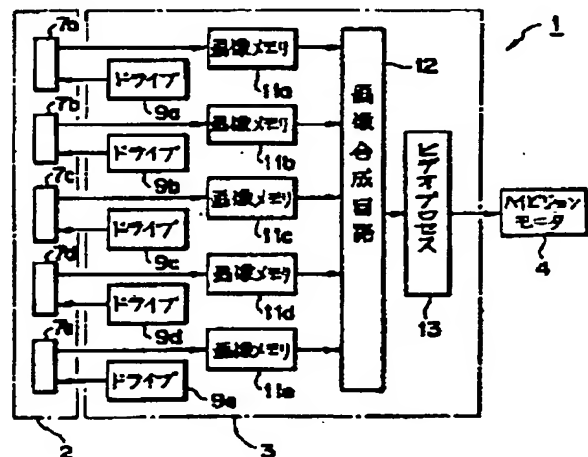
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 電子内視鏡システム

(57)【要約】

【目的】 複数の撮像素子から得られる複数の画像を解像度の低下を招くことなく1つのハイビジョンモニタに同時に表示できる電子内視鏡システムを提供することを目的とする。

【構成】 複数のCCD 7a~7eを備えた電子内視鏡2と、これらCCD 7a~7eの出力信号に対する信号処理を行うと共に、複数の画像を合成して1つの映像信号を生成する制御装置3と、この制御装置3から出力される映像信号を表示するハイビジョンモニタ4とを備え、このモニタ画面上に同時に複数の画像を表示する構成である。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 内視鏡先端部に配設された複数の撮像素子と、該複数の撮像素子により得られる映像信号を 1 個のハイビジョンモニタ上に同時に表示する信号処理手段とを設けたことを特徴とする電子内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は複数の撮像素子の出力信号をハイビジョンモニタ上に表示する電子内視鏡システムに関する。

【0002】

【従来技術】 近年、医療用分野及び工業用分野において、内視鏡が広く用いられるようになった。最近では、細長の挿入部の先端側に撮像素子を内蔵した電子内視鏡が実用化され、撮像素子で光電変換して得られる画像信号を信号処理してモニタに表示する電子内視鏡システムも普及している。

【0003】 例えば特開昭 63-189122 号では、面順次式の電子内視鏡と同時式の電子内視鏡とのいずれでも使用できる電子内視鏡システムを開示している。一方、電子内視鏡内に複数の撮像素子を内蔵して、立体画像を得られるようにした提案もある。電子内視鏡の挿入動作とか診断の機能を高めるためには、同一画面上に複数の画像を表示できることが望ましい。

【0004】

【発明が解決しようとする問題点】 しかしながら、従来のシステムでは使用しているモニタの解像度が低いので、2つの画像を同時に表示すると、両画像の解像度が低下してしまったり、同時に表示できる画像の数が制約される等の欠点があった。

【0005】 本発明は上述した点にかんがみてなされたもので、複数の撮像素子で得られる映像信号を十分の解像度を保って同一モニタ画面上に表示したり、多くの画像を同時に表示することのできる電子内視鏡システムを提供することを目的とする。

【0006】

【問題点を解決する手段及び作用】 複数の撮像素子を備えた電子内視鏡と、前記複数の撮像素子から得られる各画像信号を合成してハイビジョンモニタに同時に表示可能な映像信号を生成する信号処理手段と、この信号処理手段から出力される映像信号を表示するハイビジョンモニタとを設けることにより、複数の撮像素子による画像の解像度を低下させることなく同一の画面上に同時に表示できるようにしている。

【0007】

【実施例】 以下、図面を参照して本発明を具体的に説明する。図 1 ないし図 3 は本発明の第 1 実施例に係り、図 1 は第 1 実施例における電子内視鏡の先端側の構造を示し、図 2 は第 1 実施例の電子内視鏡システムの概略の構成を示し、図 3 はハイビジョンモニタへの画像表示例を

示す。図 2 に示すように第 1 実施例の電子内視鏡システム 1 は、複数の撮像素子を内蔵した電子内視鏡 2 と、この電子内視鏡 2 が接続され、信号処理手段を内蔵した内視鏡画像制御装置（以下、単に制御装置と記す。）3 と、この制御装置 3 と接続されるハイビジョンモニタ 4 とから構成される。

【0008】 上記電子内視鏡 2 は、例えば大腸用のもので、図 1 に示すように細長の挿入部 5 を有し、この挿入部 5 の先端部 6 に複数の撮像素子として 5 つの CCD（電荷結合素子）7 a ~ 7 e（図 1 では 3 つ示す。）が収納されている。つまり、挿入部 5 の軸方向がその光軸方向と一致又は平行となるように直視用対物レンズ系 8 a が取付けられ、この直視用対物レンズ系 8 a の結像位置に第 1 の CCD 7 a が配設され、直視型の撮像素子を形成している。この第 1 の CCD 7 a は直視用 CCD で、その画素数として例えば 1000 × 1000（＝ 100 万）画素を有する。他の CCD 7 b ~ 7 e はその画素数として、例えば 375 × 375（＝ 141000）画素である。

【0009】 上記直視型の撮像素子は、視野角として例えば 150° を有し、観察深度は 3 ~ 100 mm である。上記直視の撮像素子に対し、この直視方向と直交する 4 つの側視方向を観察できるように、4 つの側視撮像素子が設けられている。つまり、上側視用（UP 用と略記）及び下側視用（DOWN 用と略記）対物レンズ系 8 b、8 c が取付けられ、それぞれの結像位置に UP 用及び DOWN 用 CCD 7 b、7 c が配設されている。又、図 1 の紙面に垂直方向に、右側視用（RIGHT 用と略記）及び左側視用（LEFT 用と略記）の対物レンズ系がそれぞれ配設され、各結像位置に RIGHT 用及び LEFT 用 CCD 7 d、7 e が配設されている。

【0010】 上記 UP 用及び DOWN 用対物レンズ系 8 b、8 c は広角レンズであり、例えば視野角 100° で UP 方向及び DOWN 方向及びそれらの後方側も観察できるものであり、又、観察距離は例えば 3 ~ 50 mm である。尚、RIGHT 用及び LEFT 用レンズ系も、右側視及び左側視方向を中心として、例えば視野角が 100° を有する広角レンズで形成され、右側視及び左側視の後方側も観察することができる。尚、4 つの側方用対物レンズ 8 b、8 c 等は、同一断面上に設けられ、CCD 7 b ~ 7 e も同一断面上に設けられている。（しかし、必ずしも同一断面上に設けられなくても良い。又、図 1 では省略してあるが、直視及び 4 つの側視方向を照明できるように、図示しないライトガイドが設けられている。）上記 CCD 7 i（i = a ~ e）は、図 2 に示すようにドライブ回路 9 i と接続され、各ドライブ回路 9 i から出力されるドライブ信号によって、各 CCD 7 i で光電変換した画像信号が読み出され、図示しないブリップロセス処理、サンプルホールド処理、A/D 変換処理等が施された後、画像メモリ 11 i に一時格納される。

【0011】 各画像メモリ 11 i に格納された画像信号

データは、画像合成回路12に入力されて5つの画像がハイビジョンモニタ4の1フレーム分の映像信号内に納まるように画像合成の信号処理がされた後、ハイビジョンモニタ4に表示できる映像信号に変換するビデオプロセス回路13に入力される。そして、このビデオプロセス回路13から出力されるハイビジョンビデオ信号がハイビジョンモニタ4に入力され、図3に示すように各CCD71で撮像した5つの画像がこのハイビジョンモニタ4のモニタ画面4A上に同時に表示されるようになっている。

【0012】この実施例では、モニタ画面4Aの中央に、直視用CCD7aで撮像した内視鏡画像14aが大きく表示され、この画像14aの右及び左側に、UP用及びDOWN用CCD7b、7cで撮像した内視鏡画像14b、14cと、RIGHT用及びLEFT用CCD7d、7eで撮像した内視鏡画像14d、14eとを同時に表示するようにしている。上記各内視鏡画像14iは、図3から分るように4隅を切欠いた8角形状である。

【0013】この第1実施例によれば、画像表示手段として、ハイビジョンモニタ4を用いているので、複数のCCD7a~7eで撮像した画像を同時に表示しても、従来例に比べて解像度の低下を少なくして表示できる。又、この実施例によれば、側視方向を広角度で観察できるので、直視の撮像系を大腸の管方向に向けたまま、大腸の内壁のひだを観察することもできる。したがって、挿入後に観察のために向きを変える操作を少なくできる。さらに、直視のみならず4つの側視方向に対しての画像も得られるので、挿入部5の挿入動作を内壁に当てることなく、スムーズに行ったり、観察を望む位置、方向へ導くことも容易となる。

【0014】図4は本発明の第2実施例の電子内視鏡システム21を示し、図5はこのシステム21における電子内視鏡22の先端側を示し、図6及び図7は表示例を示す。この電子内視鏡22は、挿入部23の先端部24内に直視用対物レンズ系25aの焦点面に通常観察用CCD26aが配設され、UP用及びDOWN用対物レンズ系25b、25cの各結像位置にもCCD26b及び26cが配設されている。つまり、先端部23には、3つの撮像系が設けてある。この3つの撮像系における2つの撮像系は、特定の波長域に感度を持つようにしている。例えばUP用対物レンズ系25b及びDOWN用対物レンズ系25c中に特定の波長領域に感度を持たせるための分光フィルタ28及び29がそれぞれ取付けてある。

【0015】この実施例では、フィルタ28は、可視光除去フィルタであり、CCD26bに対して赤外光のみを通過させて、この赤外域のみで感度を持たせている。一方、フィルタ29は、緑色の波長のみを通過させる分光フィルタであり、CCD26cは緑色のみに感度を持

つことになる。尚、CCD26aは、通常の可視域で撮像を行うものとなっている。一般的に、内視鏡を介しての体内観察に於いては赤外光観察は粘膜上の血管観察は欠かせないものであり、又、緑光観察は粘膜上の輪郭部の詳細な観察には有用とされている。

【0016】このように特定の波長域の観察機能を可能とする撮像系を備えた電子内視鏡5を用いて、図4に示すシステム21を構成している。図5のようにフィルタ28、29を設けたので、図4のCCD26b' (図5のCCD26bにフィルタ28が付加されたものを表す)は赤外に、CCD26c' (図5のCCD26cにフィルタ29が付加されたもの)は緑光にそれぞれ感度を有するものを示す。

【0017】上記CCD26a、26b'、26c'はそれぞれビデオプロセッサ31j (j=a~c)に入力され、それぞれ信号処理されて映像信号が生成される。各ビデオプロセッサ31jの映像信号出力は、表示位置セレクト回路32に入力される。この表示位置セレクト回路32は、映像メモリで構成され、該映像メモリへの書き込み及び読出しタイミングを変えることにより表示位置とか表示面角を制御信号33によって、任意に変えられる様になっている。

【0018】上記表示位置セレクト回路32の映像信号出力はハイビジョンビデオ信号出力で、ハイビジョンモニタ34に入力されて表示される。図6は第2実施例によるハイビジョンモニタ画面34Aへの画像の表示例であり、中央の画像35aは通常光観察用CCD26aによって撮像された画像であり、この画像35aの右側の画像35bはCCD26b'による赤外像であり、左側の画像35cはCCD26c'による緑光像である。

【0019】又、図7(a)はハイビジョンモニタ画面34Aに、2つの画像を表示した場合を示す。このモニタ画面34Aはアスペクト比(縦横の表示サイズの比)が約9:16であり、このモニタ画面34A上に中心分割で左右に同面角の画像36a、36bを表示したものを示す。図6又は図7による表示モードの選択設定は、制御信号33によって行うことができ、例えばユーザは表示モード選択スイッチで選択することによって行うことができる。

【0020】図7(a)において、例えば左側の画像36aは通常光による画像であり、右側の画像36bは他の特定波長で得られる画像である。従来のNTSCフォーマットによるモニタではその画面37のアスペクト比が3:4であり、両者の面角を同じにし、ケラレが無い状態で表示すると、図7(b)に示すように小面角となり、表示による解像度の低下又は劣化が避けられないものとなり、非常に見づらいものとなる。これに対し、第2実施例では、横長の表示画面であり、且つ走査線数もはるかに多いので解像度を低下させることなく表示できる。

従って、診断する場合、非常に有効となる。

【0021】図8は本発明の第3実施例の電子内視鏡システム41を示す。このシステム41は2つの撮像系を有する電子内視鏡42と、この電子内視鏡42に照明光を供給すると共に、信号処理を行う手段とを内蔵した制御装置43と、この制御装置43から出力されるハイビジョン規格の映像信号を表示するハイビジョンモニタ44とから構成される。

【0022】上記電子内視鏡42は細長の挿入部内にライトガイド45a、45bが挿通され、手元側端面に照射された照明光をそれぞれ伝送して、先端面から出射する。つまり、制御装置43内の各ランプ46a、46bから出射された照明光は、それぞれレンズ47a、47bで集光され、遮光羽根部材48a、48bの開口49a、49bを経てそれぞれライトガイド45a、45bの手元側端面に照射される。そして、ライトガイド45a、45bで伝送されて先端面から前方の被写体50側に出射される。

【0023】ライトガイド45a、45bの先端面から出射された照明光で照明された患部等は、先端部に取付けた対物レンズ51a、51bによって、その焦点面に配設されたCCD52a、52bの光電変換面に結像され、光電変換される。各CCD52a、52bは、制御装置43内の信号処理手段としてのプロセッサ53a、53bとそれぞれ信号線を介して接続されており、光電変換された映像信号がそれぞれ信号処理されて映像信号に変換され、表示位置セレクト回路54に入力される。この表示位置セレクト回路54によって2つのCCD52a、52bで撮像された画像が1つの画像となるように画像合成された映像信号に変換され、ハイビジョンモニタ44に出力され、このモニタ画面44A上に例えば2つの画像55a、55bが同じ画角で左右に表示される。

【0024】上記プロセッサ53a、53bの各出力（例えば輝度信号出力）は、それぞれ調光回路56a、56bに入力され、それぞれ調光信号を生成し、調光制御用回転ソレノイド57a、57bを駆動し、各ソレノイド57a、57bを駆動する調光信号により、開口49a、49bを通してライトガイド45a、45bに供給される照明光量が適量となるよう自動調光する。つまり、調光回路56a、56bは、例えば1フレーム期間、輝度信号を積分して、その積分値のレベルを基準レベルと比較し、この比較した差信号が小さくなる方向にソレノイド57a、57bを介して遮光羽根部材48a、48bの回転方向を制御する。

【0025】上記遮光羽根部材48aを含む調光部58aは図9に示すようになっている。図9に示すように、羽根部材48aはそのアームの基端がソレノイド57aの回転駆動軸に取付けられ矢印A又はB方向に回転（回動）できるようになっている。従って、図9の状態から矢印A方向に回転すると、ライトガイド45aの手

元側端面に供給される照明光量が減少し、矢印B方向に回転されると、逆に増大する。この回転角度は、調光回路56a又は56bの基準レベルからのずれ量に応じて制御されると共に、その回転方向は基準レベルより高いか低いかに応じて異なり、調光信号によりプロセッサ53a又は53bの出力は前記基準レベルに対応したレベルに保持されるように制御される、つまり被写体50側への照明光量が常時観察に適した光量となるように制御される。他方の調光部58bも同様の構成である。

【0026】この実施例では自動調光を行う機能を有するので、モニタ画面44Aに表示される画像55a、55bは診断に適した明るさの画像となる。又、前述の実施例と同様に、解像度を低下させることなく、2つの画像55a、55bを同じ画角で表示できるので、診断等の場合便利である。尚、液晶メガネ等と同期して、2つの画像55a、55bを交互に表示させる等、立体観察できるようにしても良い。

【0027】図10は本発明の第4実施例の電子内視鏡システム61を示す。この実施例は同時式画像と面順次式画像の両画像を同時に得て且つ同時にモニタ上に表示するための実施例である。このシステム61は、同時式及び面順次式の撮像系を備えた電子内視鏡62と、この電子内視鏡62に照明光を供給すると共に、信号処理を行う手段とを内蔵した制御装置63と、この制御装置63から出力される映像信号を表示するハイビジョンモニタ64A、通常のモニタ64B及び64Cとから構成される。

【0028】上記電子内視鏡62は細長の挿入部内にライトガイド65が挿通され、手元側端面に照射された照明光を伝送して、先端面から出射する。つまり、制御装置63内のランプ66から出射された照明光は、レンズ67で集光され、モータ68で回転駆動される回転フィルタ69を介してライトガイド65の入射端面に照射される。この回転フィルタ69は、図11に示すようにR、G、Bをそれぞれ通すR、G、Bフィルタ69R、69G、69Bと、隣り合うフィルタ間にそれぞれ設けられた透光部69Tとからなる。

【0029】従って、この回転フィルタ69を通して、ライトガイド65の端面に照射される照明光（又は、このライトガイド65の出射端面から被写体71側に出射される照明光）は、図12に示すように、R光、透光（つまり白色光）、G光、透光、B光、透光という具合の照明光となる。透光部69Tを通した照明光は白色光となるので、各透光部69Tを通した照明期間に同時式の撮像系で撮像を行う。一方、R、G、B光の期間に面順次式の撮像系で撮像を行うようにしている。この実施例では、例えばR光照射から透光部69Tによる照射までの期間を図12に示すように1/60秒にしている。

【0030】上記照明光で照明された被写体71は、先端部に取付けた対物レンズ72a、72bにより、それ

それぞれの結像位置に配設したCCD73a、73bに結像され、それぞれ光電変換される。CCD73aの光電変換面の前にはモザイクフィルタ74が配設され、例えば各画素毎に光学的に色分離する。これらCCD73a、73bの光電変換出力はそれぞれ同時式プロセッサ75a、面順次式プロセッサ75bにそれぞれ入力され、映像信号に変換される。プロセッサ75a、75bの映像出力は表示位置セレクト回路76に入力されて画像合成されると共に、ハイビジョン規格の映像信号にされ、ハイビジョンモニタ64Aに出力されて、モニタ画面上に同時に2つの画像が表示される。

【0031】又、同時式プロセッサ75a及び面順次式プロセッサ75bの映像出力は、それぞれ別体のモニタ64B、64Cに入力され、それぞれ同時式撮像系及び面順次式撮像系で撮像した画像を表示する。上記面順次用CCD73bはRGB照射タイミング期間で電荷蓄積を行い、透光部69Tのタイミング期間で電荷読み出しを実行する。同時式CCD73aは透光部69Tのタイミング期間で電荷蓄積を行いRGB照射のタイミング期間で電荷読み出しを実行する。

【0032】このタイミングで動作するように、回転フィルタ69に対向して回転センサ77が配置され、モータ68で回転される回転フィルタ69の回転周期及び基準となる位置の検出を行い、R-透光-G-透光-B-透光-R……の切り替わりのタイミングを検出して、プロセッサ75a、75b内の図示しないCCDドライブ回路にその検出信号を出力し、上記電荷の蓄積及び読み出しのモードを切替えるようにしている。そして、ハイビジョンモニタ64Aには、同時式撮像系で撮像した画像79a及び面順次式撮像系で撮像した画像79bを隣り合わせて、同じ画角で表示する。

【0033】従来、面順次式は動被写体に対しては色ズレが発生し、一方同時式では解像力不足が原理的に伴っていた。本実施例によれば電子内視鏡による診断の要求特性に応じて観察者が任意に何れかの画像を観察すればよい。図13は本発明の第5実施例における電子内視鏡81の先端側を示し、図14及び図15は正面図及び断面図を示す。この実施例は1つのCCD82に直視及びUP側の側視との2つの対物光学系83a、83bによる光学像を隣接して結像させるようにしたものである。

【0034】図13に示すように挿入部の先端部83を構成する先端構成部材84には、軸方向に鉗子口85が設けてあり、この鉗子口85の出口側は拡がった先端開口85aとなり、この開口85aの内側には鉗子起上台86が取付けられ、起上操作ワイヤ87を引くことにより、実線で示す位置から点線で示す位置側へと起上させることができる。又、挿入部内には図15に示すように、直視（照明）用に第1のライトガイド88a及び第2のライトガイド88bが挿通され、さらに側視用のライトガイド89も挿通されている。

【0035】上記ライトガイド88a、88bの先端面は、図14に示す第1及び第2の直視照明窓90a、90bの奥に対向して固定され、各照明窓90a、90bから前方に照明光が射出される。これらの照明窓90a、90bの間には、直視観察窓91が設けられ、図示しない直視対物光学系が直視対物レンズ枠92に取付けられている。上記観察窓91に向くように、送気送水ノズル93が設けてあり、このノズル93は送気送水チューブ93a（図15参照）の先端に取付けられている。

【0036】上記側視用ライトガイド89は、図13に示すように先端側が屈曲し、上部側が切欠かれた側面（つまり上方）方向に向くようにして固定され、その先端面の前に設けた側視照明窓94には側視照明レンズ95が取付けられ、このレンズ95を経て上方に照明光が射出される。この照明窓94に隣接して、側視観察窓96が形成され、側視対物光学系97を構成するレンズ97aが取付けられている。このレンズ97aに対向して、プリズム（ダハプリズム）97bが配設され、さらにこのプリズム97bと挿入部の軸方向に対向してレンズ97c、97dが対物レンズ枠98に取付けられている。

【0037】この側視対物光学系97の結像位置には、上記CCD82の光電変換面が配設されている。この場合、図15に示すように、CCD82は横（水平）方向と縦方向の比が16:9となる横長のイメージエリア82aに2つの対物光学系による像が隣接して両結像光線高が等しくなる状態で結像される。尚、直視及び側視対物光学系の各視野角は、例えば140°、80°となるようにそれぞれ設定されている。このCCD82の裏面の端子99によって、CCD82とCCD周辺回路基板100とが接続され、このCCD周辺回路基板100は結束信号線101の各信号線102と接続されている。

【0038】この結束信号線101の上方に隣接して、側視用送気送水チューブ103が挿通され、このチューブ103の先端に取付けた送気送水ノズル104は側視観察窓96の外表面に対向して、レンズ97a表面を洗浄等できるようにしてある。尚、図15に示すように、起上操作ワイヤ87はレンズ枠92、98の間のスペースを通過して、ガイドパイプ105内を挿通される。尚、106はチャンネルチューブを示す。

【0039】この実施例では、横長のCCD82を用いることにより、実質上は2つのCCDを設けた場合と同様の働きを有する。そして、このCCD82に結像された光学像の光電変換出力は、図示しない信号処理系で信号処理され、例えば図7(a)のようにハイビジョンモニタ画面34A上に2つの画像を表示するようになっていく。尚、側視用ライトガイド89は、図15に示すようにCCD82及びレンズ枠98の左横を通り、図13に示すようにプリズム97bの前で側視用レンズ97aの光軸と平行な方向にその先端が向くようにしてある。こ

の実施例における電子内視鏡81は、主として胃用に通ずるものである。

【0040】図16は本発明の第6実施例の電子内視鏡システム111を示し、このシステム111は蛍光像を得られるようにしたものである。このシステム111は、電子内視鏡112と、この電子内視鏡112に照明光を供給する光源装置113と、この電子内視鏡112の撮像系に対する信号処理する信号処理装置114と、この信号処理装置114から出力される映像信号を表示するハイビジョンモニタ115とから構成される。

【0041】上記電子内視鏡112は、細長の挿入部116と、この挿入部116の後端に連設された操作部117と、この操作部117から外部に延出されたユニバーサルケーブル118とを有し、このケーブル118の端部に設けたコネクタ119を光源装置113に着脱自在で装着できる。このコネクタ119からさらに信号ケーブル121が延出され、この信号ケーブル121の端部に取付けたコネクタ122を信号処理装置114に装着できる。上記光源装置113内には通常観察用の第1ランプ124と励起用の第2ランプ125とが設けてあり、それぞれ第1及び第2ランプ点灯回路126及び127から供給される電力によって点灯する。

【0042】これら第1ランプ124及び第2ランプ125の光路前方にはミラー128が配設され、このミラー128はミラー駆動回路129によって駆動される。例えば図16の状態では、第2ランプ125の照明光（機能としては励起光）がミラー128で反射され、レンズ131、シャッタ132を経て、ライトガイド133の入射側端面に照射される。このライトガイド133はケーブル118内及び挿入部116内を挿通され、入射側端面に供給された照明光を伝送し、伝送された照明光は先端側の端面から前方に出射される。

【0043】図16に示す状態のミラー128は、制御回路134からの制御信号によりミラー駆動回路129を介して回転駆動され、点線で示すようにミラー128が45°回転させることができるようになっている。このように回転されると、第1ランプ124の照明光がライトガイド133に供給されるようになる。この制御回路134は、ソレノイド132aを介してシャッタ132の開閉も制御する。又、信号処理装置114に設けた2画面表示スイッチ135をONすると、この制御回路134は、第1ランプ124による照明光のもとでの通常観察画像の表示から、蛍光観察画像も表示するための制御を行うようになっている。

【0044】上記挿入部116の先端部に設けた対物レンズ136の結像位置に配設したCCD137は、挿入部116内及びユニバーサルケーブル118内の信号線及び信号ケーブル121内の信号線を経て信号処理装置114のCCDドライバ138及びスイッチ回路139と接続されている。そしてCCDドライバ138からの

CCDドライバ信号の印加により、光電変換した信号が読み出され、スイッチ回路139を経て、第1メモリ141又は第2メモリ142に格納される。上記スイッチ139と、第1及び第2メモリ141、142は制御回路143によって制御される。

【0045】上記第1及び第2メモリ141、142の出力は、表示位置セレクト回路144を経てハイビジョンモニタ115に出力される。尚、表示位置セレクト回路144は、表示制御卓145の操作による制御信号146によって、図4で説明したのと同様にハイビジョンモニタ115に表示される表示位置のセレクト動作を制御できるようにしてある。尚、電子内視鏡112の操作部117には湾曲操作ノブ147が設けてある。このシステム111は、2画面表示スイッチ135がONされないと、通常観察像のみがハイビジョンモニタ115に表示され、このスイッチ135がONされると、この通常観察像と共に蛍光像を表示するようになる。

【0046】次にこのシステム111の動作を図17を参照して説明する。2画面表示スイッチ135が図17(a)に示すようにOFFであると、ミラー128は図16の点線で示す位置にあり、従ってライトガイド133には図17(b)に示すように第1ランプ124の照明光が供給される。そして、この照明光のもとでCCD137で撮像した画像信号がスイッチ回路139を経て第1メモリ141に格納され、この第1メモリ141に格納された画像信号がモニタ115に表示され、この場合には図17(d)に示すようにノーマル像となる。

【0047】尚、この状態ではシャッタ132は、図17(c)に示すように常時開である。このノーマル像表示状態において、図17(a)に示すようにスイッチ135がONされると、制御回路134はこの信号を検出してミラー駆動回路129を制御し、ミラー128を図16の実線で示す位置に回転する。すると、第1ランプ124はこのミラー128で遮光され、一方第2ランプ125の照明光（励起光）がミラー128で反射され、ライトガイド133に供給される。

【0048】つまり図17(b)に示すようにこの状態での照明ランプは第2ランプ125に切換えられる。この時、信号処理装置114内の制御回路143は、第1メモリ141を書込禁止状態にして、第1メモリ141に格納されたノーマル画像を繰返し出力することになり、モニタ115は動画のノーマル像から静止画のノーマル像になる。上記第2ランプ125による照明が所定の励起期間T行われると、図17(c)に示すようにシャッタ132が閉じられ、照明が中断される。（この中断後にCCD137の信号は一旦書き捨てられる。）従って、この閉じられた後でCCD137で撮像した像は、蛍光像によるものとなり、CCD137から出力される信号は制御回路143によって切換えられたスイッチ回路139を経て、第2メモリ142に格納される。

【0049】そして、第1メモリ141及び第2メモリ142から読出された画像は表示位置セレクト回路144を経て画像合成の処理がされ、モニタ115に2つの画像つまりノーマル像及び蛍光像が同時に表示される。そして、スイッチ135がONからt秒の後、ミラー128は図16の点線で示す位置に戻り、且つシャッタ132が開となる。これと共に、スイッチ回路139は切換えられ、第1ランプ124の照明のもとで撮像した画像が第1メモリ141に格納されるようになり、ノーマル像は動画状態になる。この時、第2メモリ142は書き込み禁止にされ、この直前に格納された像が繰り返し出力されることになり、蛍光像は静止画となる。

【0050】以後、2画面表示スイッチ135がONする度に、上記シーケンスが繰り返され、蛍光像が更新される。尚、第1ランプ124が励起用光源として十分なエネルギーを有していれば、第2ランプ125を設けることなく、同様の機能を行わせることができる（この場合には、ミラー128、その駆動回路129も必要ない）。図18は本発明の第7実施例のシステム151を示す。このシステム151は、通常のカラ－画像と生体機能画像とを得られるようにしたものである。

【0051】このシステム151は赤外線観察可能な電子スコープ152と、生体機能画像として血流量及びヘモグロビン酸素飽和度の各画像を得るために可視域から赤外域に渡る各種の波長領域画像を得る事を可能とする光源手段及び信号処理手段を内蔵した内視鏡装置153と、この内視鏡装置153により得られた各種波長領域画像を画像間演算する事により、ヘモグロビン分布画像及びヘモグロビン酸素飽和度画像を得るための演算処理する処理ユニット154と、この処理ユニット154により演算処理された画像と、内視鏡装置153による通常のカラ－画像の双方を入力しハイビジョン（HDTV）モニタ155に出力可能なように画像を合成するマルチ高解像度フレームメモリ装置156と、HDTVモニタ155とにて構成される。

【0052】上記マルチ高解像度フレームメモリ装置156は、図19のごとく構成される。内視鏡装置153からの画像データを受け取り、装置全体の制御を行うCPU回路157と、このCPU回路157の制御下で第1及び第2フレームメモリ回路158及び159を制御するコントロールロジック回路160と、処理ユニット154より入力される画像データを処理するためのメモリ回路161と、このメモリ回路161の画像データをHDTVモニタ155に表示するための第1フレームメモリ回路158と、内視鏡装置153より出力された画像データをデジタル信号として入力するためのインターフェース回路162と、入力された画像データをHDTV用の表示サイズの画像データに変換するデータ変換回路163と、内視鏡装置153の画像データをHDTVモニタ155に表示するための第2フレームメモリ回路

159と、これらフレームメモリ回路158、159より出力された、デジタル画像信号を合成し表示用のアナログHDTV信号に変換するD/A変換回路164とから構成される。

【0053】上記第1及び第2フレームメモリ回路158及び159はシステムバスを介してコントロールロジック回路160と接続されている。又、これらフレームメモリ回路158及び159は、DMAバスを介してメモリ回路161と接続されている。又、これらフレームメモリ回路158及び159は、画像バスを介してD/A変換回路164と接続されている。次にこの実施例の作用を説明する。

【0054】赤外領域まで映像化可能な電子スコープ152は、生体内にて通常のカラ－画像の他に、内視鏡装置153の照明する波長領域を生体内の色素であるヘモグロビンの吸光特性を算出するのに必要となる波長の組み合わせとすること、ヘモグロビンの色素濃度を算出するのに必要となる各種波長領域画像を得て内視鏡装置153に出力する。

【0055】内視鏡装置153による信号処理により得られた各種波長領域画像は、処理ユニット154にて画像間演算する事で、ヘモグロビン酸素濃度画像とヘモグロビン酸素飽和度画像を得る。処理ユニット154にて処理された各種の生体機能画像は、マルチ高解像度フレームメモリ装置156に入力される。入力された生体機能画像は、CPU回路157にて縮小処理されメモリ回路161にデータ転送され、このメモリ回路161よりDMAデータバスにて、第1フレームメモリ回路158に転送される。

【0056】一方、内視鏡装置153より入力されている通常の写真画像は、インターフェース回路162によりデジタルデータに変換され、データ変換回路163にてHDTVモニタ155に表示可能なようにデータが変換される。変換された画像データは、第2フレームメモリ159よりコントロールロジック回路160からシステムバスを介しての制御にてデータを、画像バスに転送する。D/A変換回路164は、画像バスに転送されてきた画像データを合成してアナログ画像データとして出力する。出力された画像データは、モニタ155に図20のように表示される。

【0057】例えば画面165の右側に通常のカラ－画像166Aを、その左側に生体機能情報として、ヘモグロビン分布による血行動態の変化を表す血流画像166B及びヘモグロビン酸素飽和度の画像166Cを表示し、通常の写真と比較し易いように同時に表示する。この実施例によれば、同一の高解像度の表示装置上に、通常の観察用のカラ－画像166Aと生体機能情報として、ヘモグロビン分布による血行動態の変化及び、ヘモグロビン酸素飽和度の各画像166B、166Cを同時に表示するので、通常画像の観察状態で従来例よりも、例え

ばうっ血状態などの情報が得られ、さらに通常観察画像と同時に比較対照する事ができ、従来のように頻りに各種の画像を切換える必要がなく、容易に比較対照可能となり診断能の向上という効果がある。

【0058】図21は本発明の第8実施例のシステム171を示す。このシステム171は左右に2つの撮像素子を内蔵して(2つの受光部を持つ)測長可能なステレオスコープ172と、被写体を照明する光源を有し、左右の画像を出力するステレオ内視鏡装置173と、このステレオ内視鏡装置173より得られた視差のある左右の画像データを用いて、指示された部位に対して形状の計測を行う形状処理ユニット174と、ステレオ内視鏡より得られた視差のある左右の画像及び、形状処理ユニット174により処理された被写体の形状情報を、HDTVモニタ175に表示するマルチ高解像度フレームメモリ装置176と、このマルチ高解像度フレームメモリ装置176により合成された画像を表示するHDTVモニタ175とから構成される。

【0059】図22に示すように高解像度フレームメモリ装置176の構成は、図19に示すものとブロック構成は同一である。次にこの実施例の作用を説明する。視差のある左右の画像を撮像可能なステレオスコープ172により形状計測を行う部位を撮像し、ステレオ内視鏡装置173により2種の画像信号が形状処理ユニット174とマルチ高解像度フレームメモリ装置176に入力される。

【0060】形状処理ユニット174には、本出願人により先に開示されたように、視差のある2種の画像より被観察体の形状データを算出する機能により、部位指示の入力により指定された部位の形状データを算出する。形状処理ユニット174とステレオ内視鏡装置173により入力された画像信号により、第7実施例と同様な動作にてHDTVモニタ175上に画像が表示される。ここで、HDTVモニタ175上ではステレオスコープ172により被観察体像を撮像する場合は、図23(a)のごとくステレオ内視鏡装置173から出力される、視差のある左右の画像177a、177bを同一モニタ画面175A上に表示する。

【0061】同一モニタ画面175A上に表示される事により、形状計測を行うための被観察体像が、左右の両方の画角内かを確認する事が容易となる。被観察体が両画角内にとらえられた場合に、画像をステレオスコープ172の操作部などに設けられたフリーズボタンにて被観察体像を静止させる。静止した左右の画像内の形状計測の必要な部位に関して、部位の指示をマウスにて行いポリープや病変の範囲についての形状データを形状処理ユニット174にて算出し、図23(b)のように剖面178に形状データを記録した静止画像を表示し、正面画179には、ステレオ内視鏡装置173からの動画像にて形状計測を行っている部位の、動画像を表示する。

【0062】そして、例えば剖面178の下に、ポリープ等の高さHと幅Wについて算出したデータを表示するようにしている。この実施例によれば、視差のある左右の画像が同一モニタ上に表示されるため、左右の画像の確認が容易になり操作性の向上がある。又、被観察体の形状データと言う定量的な計測値と共に、内視鏡画像検査を行えるため正確に病変部位の大きさが検討可能となり、診断能の向上というメリットがある。尚、同一モニタ内に前回検査時の形状データを表示する事により、関心領域の大きさの変化を定量的に検討可能となる。

【0063】図24は本発明の第9実施例のシステム201を示す。従来ではカラー画像にて観察時にGの波長領域にて得られた画像をモノクロ表示する事で、生体粘膜面の微細な変化を観察可能としていた。この場合、通常カラー画像と、赤外面像を切換えて表示していた。このため直接的な比較が困難であったので、この実施例では異なる波長領域の画像信号を同時に表示することで、容易に比較可能となり、生体粘膜面の表面の微細な変化から、生体粘膜の深部における変化まで観察可能で、診断能の向上を実現するものである。

【0064】図24に示すように、このシステム201は、生体内に挿入される赤外電子スコープ202と、光源とカメラコントロールユニットにて構成され、赤外観察を可能とする内視鏡装置(本体)203と、内視鏡画像信号を記録する画像ファイル装置204と、画像ファイル装置204からの画像データと、内視鏡装置本体203からの画像データを合成し指定のモニタ位置に表示するマルチ高解像度フレームメモリ装置205と、HDTVモニタ206とから構成される。

【0065】マルチ高解像度フレームメモリ装置205は図25に示すごとく構成される。画像ファイル装置204からの画像データを受け取り、装置全体の制御を行うCPU回路207と、このCPU回路の制御207により第1及び第2フレームメモリ回路208、209を制御するコントロールロジック回路210と、画像ファイル装置204より入力された画像データを処理するためのメモリ回路211と、このメモリ回路211の画像データをHDTVモニタ206に表示するための第1フレームメモリ回路208と、内視鏡装置本体203より出力された画像データをデジタル信号として入力するためのインターフェース回路212と、入力された画像データをHDTV用の表示サイズの画像データに変換するデータ変換回路213と、内視鏡装置203の画像データをHDTVモニタ206に表示するための第2フレームメモリ回路209と、これらフレームメモリ回路208及び209より出力されたデジタル画像信号を合成し表示用のアナログHDTV信号に変換するD/A変換回路214とから構成される。

【0066】そして、モニタ画面206Aには図26のように、通常画像(可視の動画像)215と、赤外面像

216とG画像217とを同時に表示できるようにしている。次にこの実施例の作用を説明する。生体内に挿入された赤外電子スコープ202により生体粘膜の観察が行われる。ここで、生体粘膜における血行動態を観察する目的で、赤外観察を内視鏡装置本体203にて選択すると、この内視鏡装置本体203の照明光が赤外光となり図26に示される動画像215の表示領域が可視画像より赤外面像となる。

【0067】次にICGを静注する事により、生体粘膜における血液中の色素濃度が変動し血流の速い部位は、ICG静注後すばやく色素濃度が上昇する。そこで、関心領域における赤外面像をフリーズし画像ファイル装置204にて記録する。記録された赤外静止画像はマルチ高解像度フレームメモリ装置205に入力される。そして、例えばこの記録が終了すると、赤外電子スコープ202は赤外観察モードから、通常観察モードに戻る。このモードに復帰した状態では、モニタ画面206Aは図26に示すように赤外面像216は左側の上に静止画として、通常画像215は右側に大きく動画として表示される。そして、関心領域を観察して、赤外光とは異なり生体粘膜面の微細構造が観察可能な、G画像にて観察するモードの指定を行うとする。

【0068】マルチ高解像度フレームメモリ装置205は、内視鏡装置本体203から通常観察画像の動画像とG画像表示の指示により、図26のごとく通常の動画像を主に表示し、粘膜表面の微細構造を明瞭に表示するG画像の動画像を表示するための動作を行う。つまり、コントロールロジック回路210にて第2フレームメモリ回路209に入力された通常像の内、G画像の表示領域については、通常画像のデータの内G画像のみを表示するように動作する。また、内視鏡装置203より入力されている通常観察動画像は、インターフェース回路212によりデジタルデータに変換され、データ変換回路213にてHDTV用モニタ206に表示可能なようにデータが変換される。

【0069】変換された画像データは、第2フレームメモリ回路209よりコントロールロジック回路210からシステムバスを介しての制御にてデータを画像バスに転送する。D/A変換回路214は、画像バスに転送されてきた画像データを合成しアナログ画像データとして出力する。一方、画像ファイル装置204から入力された赤外静止画像は、CPU回路207にて縮小処理されメモリ回路211にてデータ転送され、このメモリ回路211よりDMAデータバスにて第1フレームメモリ208に転送される。そしてD/A変換回路214を経て出力された画像データは、モニタ206に図26のように表示される。

【0070】この実施例によれば、生体粘膜の関心領域における粘膜下の情報を現す赤外面像と、関心領域における表面の微細構造を現すG画像及び、通常観察光にお

ける動画像を同一モニタ上に表示可能となり、関心領域を種々の画像に切替えることなく比較が容易となるため、操作性の向上という効果がある。

【0071】図27は本発明の第10実施例のシステム401を示す。このシステム401は、先端にCCD（図示せず）の赤外カットフィルタを取り除き、赤外光領域に於いても映像可能な赤外電子スコープ402と、この赤外電子スコープ402に接続された第1の光源403と、赤外電子スコープ402に接続された第2の光源404と、赤外電子スコープ402からの画像データを映像化するカメラコントロールユニット（CCU）405と、内視鏡画像信号を記録する画像ファイル装置406と、この画像ファイル装置406からの画像データと、カメラコントロールユニット405からの画像データを合成し指定のモニタ位置に表示するマルチ高解像度フレームメモリ装置407と、HDTVモニタ装置408とから構成される。

【0072】図28は、赤外電子スコープ402と接続される第1の光源403及び第2の光源404の構成を示す。図28において、第1の光源403は、ランプを駆動するためのランプ電源410と、この電源410からの電力により、被観察体を照明するために紫外光量域、可視光量域及び赤外光量域にわたる広範囲の波長の光を発生するキセノンランプ411と、このキセノンランプ411により発生した照明光を集光するレンズ412と、電子スコープ402からの電気信号と光源からの照明光を電子スコープ402と接続する出力コネクタ413と、照明光を時系列的に色分離する回転フィルタ414と、この回転フィルタ414を回転させる駆動用モータ415と、このモータ415を駆動する駆動回路416と、スコープ402を出力コネクタ413から抜いたときに照明光をカットするシャット手段417と、カメラコントロールユニット405の露出制御信号に基づき、照明光の光量を調節する絞り手段418と、この絞り手段418を駆動する露出制御回路419とを有する。

【0073】さらに、この第1の光源403は、カメラコントロールユニット405とスコープ402を介して通信を行う通信回路420と、カメラコントロールユニット405からの情報に基づき露出制御回路419と駆動回路416をコントロールするシステムコントローラ（シスコン）421と、カメラコントロールユニット405より同期信号、及び光量調節に必要な情報を入力する光源コネクタ422とを有する。

【0074】第2の光源404は、第1の光源403とほぼ同様の構成であり、異なる部分は第1の光源403における回転フィルタ414の分光透過率特性が異なるように設定した回転フィルタ414'を有する。その他は第1の光源403と同一構成であり、同一部材には同一符号を付してその説明を省略する。尚、電子スコープ4

02は、光路切換装置424及び信号切換装置425を介して第1の光源403及び第2の光源404の出力コネクタ413とそれぞれ接続されている。これら両装置424、425の切換は、カメラコントロールユニット405の出力信号で制御される。この実施例の作用を以下に説明する。

【0075】通常の観察を行う場合は、赤外電子スコープ402を第1の光源403の回転フィルタ414により色分離を行うので、光路切換装置424及び、信号切換装置425にて赤外電子スコープ402を第1の光源403に接続する。赤外電子スコープ402は、回転フィルタ414にて時系列に色分離された照明光を、カメラコントロールユニット405に於いて、通常のRGBカラー画像として画像ファイル装置406に記録される。

【0076】このRGB画像の同期信号はカメラコントロールユニット405から第1の光源403のシスコン421に光源コネクタ422を経由して入力される。シスコン421はRGB画像の同期信号より、赤外電子スコープ402の画像読み出しに同期するように、駆動回路416にてモータ415を駆動することでRGB回転フィルタ414をRGB画像に同期させる。また、カメラコントロールユニット405の出力信号はマルチ高解像度フレームメモリ装置407を介してHDTVモニタ装置408に出力され、カラー画像を表示する。

【0077】一方、赤外電子スコープ402を第2の光源404による照明光にて画像を得るためにカメラコントロールユニット405からのコントロール信号にて、光路切換装置424と、信号切換装置425にて赤外電子スコープ402を第2の光源404に接続を行うと、第2の光源404の照明にて画像を得ることが可能となる。第2の光源404は、第1の光源403とは回転フィルタ414の構成が異なり、通常の可視光量域ではなく紫外光量域及び赤外光量域について色分離を行う。

【0078】色分離された画像は、カメラコントロールユニット405にて画像化され、画像のレベルがカメラコントロールユニット405より赤外電子スコープ402の通信線を介して、出力コネクタ413より第2の光源404に入力される。入力された画像レベル信号は通信回路420にてシスコン421に入力される。シスコン421は通信回路420より得られた画像信号レベルを、露出制御回路419に伝達することで絞り手段418の駆動量を調整し、適正な露出の画像がカメラコントロールユニット405にて得られるように作用する。

【0079】そして、例えば図29に示すようにモニタ画面431の上段側には画像ファイル装置406から読みだしたR、G、B画像432、433、434を表示し、下段側には紫外域の画像435、2つの赤外域の画像436、437を同時に表示する。この実施例によれば、関心領域における通常の可視域画像の変化のみでは

なく、紫外光量域、赤外光量域における変化を観察可能とする事で、自然蛍光の変化、生体粘膜内の進退速度変化等を同一モニタにて観察可能とする事で診断能の向上という効果がある。

【0080】尚、通常観察用の光源と特殊観察用の光源の組み合わせの他の実施例として、特殊観察用の光源には静注されたICG色素濃度を算出するために805nmと900nmのそれぞれを中心波長とするフィルタにて得られた画像間にて、対数の差を画像間演算して表示する事で、通常可視カラー画像による診断と、生体の血流速度を静注された色素濃度の時系列的変化により算出する生体機能情報を同一モニタ上に表示しても良い。また、特殊観察用の光源において、ヘモグロビン分布画像及び、ヘモグロビン酸素飽和度画像を算出するためのフィルタを設けても良い。又、R、B、Bによる通常カラー画像と、G画像とか、IR（赤外域）画像とかのフォーカス画像を同じ画角で同時に2つモニタ画面上に表示するようにしても良い。

【0081】図30は本発明の第11実施例のシステム501を示す。従来は赤外観察時にICGを静注し赤外が像にて時系列的に注目部位を観察すると共に可視画像に切換えて総合的に病変の診断を行っていた。又、電子内視鏡において、観察部位の記録を必要とする部位の静止画像を画像ファイル装置に記録していた。また、静止画像を小画面に表示していた。さらに内視鏡検査時に、前回の注目部位の画像を確認した後、内視鏡検査を行っていた。従って、対比することが容易でなかった。この実施例では現行画像の観察時に、現行画像と時間差のある静止画像との対比を容易にする事で、観察部位の時系列的な変化より診断能の向上が行えるHDTV表示装置を実現するものである。

【0082】この実施例は、赤外観察時における赤外の時系列観察を容易にする為、ICG静注後の時系列赤外画像を静止画像として、時系列表示する事で、観察部位のICG色素濃度の時間的変化及び、各部位間の色素濃度の変化により生体粘膜の血行動態の観察を容易にし、診断能の向上を行うようにするものである。

【0083】次に、このシステム501を説明する。図30に示すように、このシステム501は生体内に挿入される電子スコープ502と、光源とカメラコントロールユニットにて構成され、赤外観察を可能とする内視鏡装置本体503と、スタート信号によりこの内視鏡装置本体503から画像を記録する間隔が指示され、内視鏡画像信号を記録する画像ファイル装置504と、この画像ファイル装置504からの画像データと、内視鏡装置本体503からの画像データを合成し指定のモニタ位置に表示するマルチ高解像度フレームメモリ装置505と、HDTVモニタ装置506とから構成される。上記画像ファイル装置504はICG静注後の観察時に、指定された間隔で画像データを記録してゆく。一方、マル

チ高解像度フレームメモリ装置505は、図31のごとく構成される。

【0084】画像ファイル装置504からの画像データを受け取り、装置全体の制御を行うCPU回路510と、このCPU回路510の制御のもとに第1及び第2フレームメモリ511、512を制御するコントロールロジック回路513と、画像ファイル装置504より入力された画像データを処理するためのメモリ回路514と、このメモリ回路514の画像をHDTVモニタ装置506に表示するための第1フレームメモリ511と、内視鏡装置本体503より出力された画像データをデジタル信号として入力するためのインターフェース回路515と、入力された画像データをHDTV用の表サイズの画像データに変換するデータ変換回路516と、内視鏡装置の画像データをHDTVモニタに表示するための第2フレームメモリ512と、第1及び第2フレームメモリ511、512より出力されたデジタル画像信号を合成し表示用のアナログHDTV信号に変換するD/A変換回路517とから構成される。

【0085】次にこの実施例の作用を説明する。生体内に挿入された電子スコープ502により生体粘膜の観察が行われる。ここで、生体粘膜における血行動態を観察する目的で、赤外観察を内視鏡装置にて選択すると内視鏡装置の照明光が赤外となり図32に示されるモニタ画面520にける現在の動画像521の表示領域が可視画像より赤外画像となる。

【0086】次にICGを静注する事により、生体粘膜における血液中の色素濃度が変動し血流の速い部位は、ICG静注後すばやく色素濃度が上昇する。ここで、内視鏡装置503より赤外観察モード中にICGを静注したタイミングにて、画像ファイル装置504にスタート信号が入力され、予め設定された間隔にて赤外の静止画像が画像ファイル装置504に記録される。マルチ高解像度フレームメモリ装置505は、内視鏡装置503からの動画像と、画像ファイル装置504から予め設定された間隔により、取り込まれた赤外画像が入力される。入力された赤外静止画像は、CPU回路510にて縮小処理されメモリ回路514にデータ転送され、メモリ回路514よりDMAデータバスにて第1フレームメモリ511に転送される。

【0087】一方、内視鏡装置503より入力されている赤外の動画像は、インターフェース回路515によりデジタルデータに変換され、データ変換回路516にてHDTV用モニタ506に表示可能なようにデータが変換される。変換された画像データは、第2フレームメモリ512よりコントロールロジック回路513からシステムバスを介しての制御にて、データを画像バスに転送する。D/A変換回路517は、画像バスに転送されてきた画像データを合成してアナログ画像データとして出力する。出力された画像データは、モニタ装置506に

図32のように表示される。

【0088】例えばモニタ画面520の右側に現行の動画像521を表示し、その左側に一定時間（この場合には10秒）毎にICGを静注後の粘膜におけるICG濃度の変化の時系列の（例えば6つの）赤外画像522を同時に表示する。このように同一モニタ上に現行の動画像521とICG静注後の時系列の赤外画像522とを表示することにより、ICG濃度の変化量が的確に判断できる。この実施例によれば、生体粘膜の色素濃度の時間的变化と、部位間の変化が現在の動画像と同時に表示されるため、各画像を容易に比較可能となり、生体粘膜における血行動態の変化が的確に観察されるので、診断能の向上という効果がある。

【0089】図33は本発明の第12実施例のシステム601を示す。このシステム601は、検査中に記録した複数の静止画像を、現在観察中の動画像と同一モニタ上に表示するものであり、図30に示すシステム501において、電子スコープ502に設けられたリリースボタンにより、内視鏡装置503にリリース信号が出力されると、この内視鏡装置503はリリース信号を画像ファイル装置504に出力する。そして、画像ファイル装置504は、この入力されたリリース信号に基づき静止画像を記録するようになっている。

【0090】記録された画像信号は、マルチ高解像度フレームメモリ装置506に入力され、第10実施例と同様な表示形態にて、リリースした順番に通常の動画像の表示と同一モニタ506上に図34に示すように表示する。例えば、同一症例において、リリースした画像を図34に示すモニタ画面610に、現行動画像611とリリースした静止画像612とを同時に表示することで、撮像漏れをなくし、他部との比較も容易に行えるようにしている。図34において、リリースした画像612における1ないし6はリリースした順番を示す。

【0091】この実施例によれば、画像ファイル装置504に記録した静止画像が観察用のモニタ506に同時表示されるため、記録漏れの確認、静止画表示している他の部位と、動画表示している現行画像間にて比較が容易となるため、診断能の向上という効果がある。図35は本発明の第13実施例におけるモニタ画面701の表示例を示す。

【0092】この図に示すように現在の画像702と前回の検査により発見された病変部または、同一部位の画像（前回の画像）703を現在観察中の領域と同じ大きさにて、画像ファイル装置よりマルチ高解像度フレームメモリ装置に入力し、HDTVモニタ上の画面内に同時表示するようにしている。このように表示することにより、病変の微妙な変化も見落すことなく識別でき、診断能の向上を可能にする。

【0093】次に本発明の第14実施例を説明する。本実施例は、複数の撮像素子を内視鏡の先端に実装し、こ

これらの撮像素子により得た映像信号を同一のハイビジョンモニタに表示する電子内視鏡装置において、各撮像素子の撮像視野の少なくとも一部が互いに重なり合うように素子および撮像光学系を配置し、また撮像視野の重なり部分の信号レベルを補正する手段を設けたものである。

【0094】以下、図36ないし図38を参照して説明する。図36は複数の撮像素子及び撮像光学系を配設した電子内視鏡801の先端部802を示す。この図36において、先端部802には、撮像光学系803a~803dが直視方向から側視方向までをカバーできるように視野方向が異なる状態で配設され、各撮像光学系803a~803dの焦点面には撮像素子としてのCCD804a~804dが配設されている。

【0095】図36から分るように、各撮像光学系803a~803dの視野805a~805dは周辺部で隣接する撮像光学系の視野と重なる（重なり部分を斜線で示す。）ように配設されている。そして、図37に示すようにハイビジョンモニタの表示画面806上に表示した場合には、これらCCD804a~804dによる画像807a~807dが周辺部で重なるように表示される（重なり部分を斜線で示す）。この例では、CCD804a~804dはジグザグに配置されているが、一直線に沿って配置しても良い。

【0096】上記CCD804a~804dは、ケーブル808及び809を介して図38に示す信号処理回路811と接続されている。信号処理回路811内のCCD駆動回路812からのCCD駆動信号は、ケーブル808を介して各CCD804a~804dに印加され、各CCD804a~804dで光電変換した映像信号を読み出し、この読み出された映像信号はケーブル809を介してそれぞれ対応するCCD信号処理回路813a~813dに入力される。

【0097】各CCD信号処理回路813a~813dにより、種々の信号処理（例えばクランプ、ニー、 γ 変換、色信号処理、ホワイトバランス、AGC等）を行った後、A/Dコンバータ814a~814dでデジタル信号に変換されて、一旦メモリ815a~815dにそれぞれ格納される。

【0098】各メモリ815a~815dに格納された映像信号データは、図37に示す画像807a~807dの位置関係に応じて順に読み出され、スイッチ手段816でゲートされて加算器817で加算される。この加算器817の出力は、重なり部分検出回路818と信号レベル補正回路819に入力される。

【0099】隣り合うCCD（例えば804aと804b、804bと804c等）の撮像画像807a~807dで重なる部分では、両方の映像信号データがメモリ815a~815dから読み出されて加算されるため、重なり部分の信号レベルは、重なっていない信号レベル

部分に比べて大きくなる。

【0100】重なり部分検出回路818は、その変化点を検出することにより、重なり部分であることを検出して、信号レベル補正回路819を制御し、重なり部分と重ならない部分とで信号レベルが不連続になることを補正する。例えば、重なり部分では、信号レベル補正回路819のゲインを1/2に制御して、不連続になるのを補正する。

【0101】上記信号レベル補正回路819の出力はD/Aコンバータ820により、アナログ信号に変換された後、図示しない信号処理回路を介してハイビジョンモニタに入力される。

【0102】この第14実施例によれば、複数の撮像手段により、周辺が重なる状態で撮像し、これらの撮像手段により得られた画像を連結してハイビジョンモニタに表示するようにしているので、広視野で連続性のあるパノラマ画像を得ることができる。

【0103】次に本発明の第15実施例について説明する。本実施例は複数の撮像素子を内視鏡の先端に実装し、各素子により得た映像信号を同一のハイビジョンモニタに表示する電子内視鏡装置において、該各素子の駆動信号の少なくとも一部を共通とし、該共通の駆動信号を同一の伝送手段で伝送するようにしたものである。以下、図39及び図40を参照して具体的に説明する。

【0104】図39は、電子内視鏡801'の先端部802を示す。この電子内視鏡801'は、図36に示す電子内視鏡801において、先端部802内にバッファ回路831が設けてあり、このバッファ回路831の入力端はケーブル832を介して図示しない本体装置内のCCD駆動回路（例えば図38のCCD駆動回路812）に接続され、このCCD駆動回路から供給された駆動信号が一旦バッファ回路831に入力され、このバッファ回路831により分配されて各CCD804a~804dに供給される。

【0105】上記バッファ回路831の構成は図40に示すように、ケーブル832により供給された駆動信号をそれぞれバッファ833a~833dにより、各CCD804a~804dを駆動する信号に分配して、各CCD804a~804dに供給する。尚、図40では簡単化のため、1本の信号線で示しているが、実際には複数の信号線であり、各信号線毎にバッファ833a~833dを設けて分配する構成である。

【0106】その他の構成及び作用は第14実施例と同様である。この実施例によればCCD804a~804dを駆動する駆動信号の伝送ケーブルを共通のケーブル832を用いるようにしているので、電子内視鏡801'内を挿通するケーブル本数を削減できる。つまり、挿入部を細径化できるというメリットを有する。

【0107】次に本発明の第16実施例について説明する。本実施例は第14もしくは第15実施例に示す電子

内視鏡の本体装置に設けられる信号処理回路に関し、複数の撮像素子の映像信号から広視野のパノラマ画像を連続性を良好にかつ高解像にすることを目的としている。以下、図41を参照して具体的に説明する。

【0108】第14実施例又は第15実施例と同様に、CCD804a~804dから読み出された各映像信号は、それぞれCCD処理回路813a~813dで種々の信号処理が施された後、A/Dコンバータ814a~814dでデジタル信号に変換され、一旦メモリ815a~815dに格納される。メモリ815a~815dに格納された各映像信号データは、モニタ画面に表示される画像位置に応じて読み出され、スイッチ手段816でゲートされてそれぞれ係数器841a~841dに入力されると共に、相関検出位置補正回路842に入力される。

【0109】上記相関検出位置補正回路842は、メモリ815a~815dから読み出し中のCCD804a~804dの撮像視野の重なり部分の相関を検出して、相関が最大となるような位置補正値を求め、メモリR/W制御回路843及びレベル補正制御回路844に出力する。上記メモリR/W制御回路843は、上記位置補正値に基づいて、対応する映像信号のメモリ815a~815dからの読み出しのタイミングを制御して、撮像視野の重なり部分における画像のズレを補正する。

【0110】又、レベル補正制御回路844は、上記位置補正値に基づいて係数器841a~841dの係数を制御して撮像視野の重なり部分におけるレベルの不連続性を補正する。各係数器841a~841dの出力は、加算器845で加算された後、D/Aコンバータ846でアナログ信号に変換され、図示しない信号処理回路を介してハイビジョンモニタに出力される。この第16実施例は、第14又は第15実施例と同様に広視野の画像が得られると共に、各画像の表示位置を補正するようにしているので、連続性が良好で解像度の高いパノラマ画像を得ることができる。

【0111】次に本発明の第17実施例について説明する。本実施例は広視野でかつより高解像なパノラマ画像を得ることを目的としている。以下、図42及び図43を参照して具体的に説明する。図42に示す第17実施例の電子内視鏡システム901は、2つの撮像手段を内蔵した電子内視鏡902と、この電子内視鏡902に照明光を供給する図示しない光源装置と、電子内視鏡902の撮像手段に対する信号処理を行う信号処理回路903と、信号処理された映像信号を表示する図示しないハイビジョンモニタとから構成される。

【0112】上記電子内視鏡902の先端部905には、2つの撮像光学系906a、906bと、各撮像光学系906a、906bの焦点面に配設したCCD907a、907bとの2つの撮像手段を内蔵している。図示からも分るように2つの撮像光学系906a、906b

b (CCD907a、907b) による撮像視野の一部が重なるように配設されている。図43に示すように2つのCCD907a、907bの重なり部分908において、互いの画素ピッチPが1/2だけずれるように、2つのCCD907a、907bが配設されている。

【0113】上記CCD907a、907bは、信号処理回路903内のCCD駆動回路911で生成された駆動信号が電子内視鏡902内のケーブル912a、912bを経て供給されることにより映像信号が読み出される。2つの各映像信号は電子内視鏡902内のケーブル913a、913bを介して対応するCCD信号処理回路914a、914bにそれぞれ入力され、種々の信号処理の後、A/Dコンバータ915a、915bでデジタル信号に変換され、メモリ916a、916bにそれぞれ一旦格納される。

【0114】メモリ916a、916bに格納された各映像信号データは、図43に示す両CCD907a、907bの位置関係に応じて順に読み出され、マルチプレクサ(MUX)回路917に入力される。このMUX回路917は、映像信号が一方のCCD単独の領域ではそのままスルーで出力し、画像の重なり部分908では2つの映像信号を時分割多重して出力する。このMUX回路917の出力はD/Aコンバータ918でアナログ信号に変換され、図示しない信号処理回路を経てハイビジョンモニタに出力される。

【0115】この実施例では、2つのCCD907a、907bの画素には互いに1/2ピッチずらして配設されており、視野(画像)の重なり部分908では時分割多重することになっているので、この部分908における画像の解像度を大幅に向上することが可能になる。

【0116】尚、上述した各実施例を部分的に組み合わせて異なる実施例を構成することもできる。又、本発明は撮像素子を複数内蔵した電子内視鏡の代わりに、撮像素子を複数内蔵したTVカメラを用いたものに対しても同様に適用できる。

【0117】

【発明の効果】以上述べたように本発明によれば、複数の撮像素子の画像をハイビジョンモニタに同時に表示しているので、従来例よりも高解像度で表示することができ、診断能を向上できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1実施例における電子内視鏡の先端側の構造を示す説明図。

【図2】第1実施例の概略の構成を示すブロック図。

【図3】第1実施例におけるモニタへの表示例を示す説明図。

【図4】本発明の第2実施例の概略の構成を示すブロック図。

【図5】第2実施例における電子内視鏡の先端側の構造を示す説明図。

【図6】第2実施例におけるモニタへの表示例を示す説明図。

【図7】第2実施例におけるモニタへの他の表示例を示す説明図。

【図8】本発明の第3実施例の構成図。

【図9】第3実施例における遮光部材の拡大図。

【図10】本発明の第4実施例の構成図。

【図11】第4実施例における回転フィルタの正面図。

【図12】第4実施例の動作説明図。

【図13】本発明の第5実施例における電子内視鏡の先端部の構造を示す説明図。 10

【図14】図13の正面図。

【図15】図13のA-A'線断面図。

【図16】本発明の第6実施例の構成図。

【図17】第6実施例の動作説明図。

【図18】本発明の第7実施例の概略構成図。

【図19】第7実施例におけるマルチ高解像フレームメモリ装置の構成を示すブロック図。

【図20】第7実施例におけるモニタへの表示例を示す説明図。

【図21】本発明の第8実施例の概略構成図。

【図22】第8実施例におけるマルチ高解像フレームメモリ装置のブロック図。

【図23】第8実施例におけるモニタへの表示例を示す説明図。

【図24】本発明の第9実施例の概略構成図。

【図25】第9実施例におけるマルチ高解像フレームメモリ装置のブロック図。

【図26】第9実施例におけるモニタへの表示例を示す説明図。

【図27】本発明の第10実施例の概略構成図。

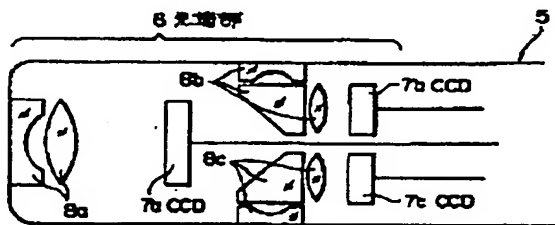
【図28】第10実施例の主要部の構成図。

【図29】第10実施例におけるモニタへの表示例を示す説明図。

【図30】本発明の第11実施例の概略構成図。

【図31】第11実施例におけるマルチ高解像フレームメモリ装置のブロック図。

【図1】



【図32】第11実施例におけるモニタへの表示例を示す説明図。

【図33】本発明の第12実施例の概略構成図。

【図34】第12実施例におけるモニタへの表示例の説明図。

【図35】本発明の第13実施例におけるモニタへの表示例を示す説明図。

【図36】本発明の第14実施例における電子内視鏡の先端部を示す図。

【図37】第14実施例におけるハイビジョンモニタ上に4つのCCDによる画像が同時に表示される様子を示す説明図。

【図38】第14実施例における信号処理回路の構成を示すブロック図。

【図39】本発明の第15実施例における電子内視鏡の先端部を示す図。

【図40】第15実施例におけるバッファ回路の回路図。

【図41】本発明の第16実施例における信号処理回路の構成を示すブロック図。 20

【図42】本発明の第17実施例の概略の構成図。

【図43】第17実施例における2つのCCDの重なり部分の位置関係を示す図。

【符号の説明】

1…電子内視鏡システム

2…電子内視鏡

3…制御装置

4…ハイビジョンモニタ

5…挿入部

6…先端部

7a, 7b, 7c, 7d, 7e…CCD

8a, 8b, 8c…対物レンズ系

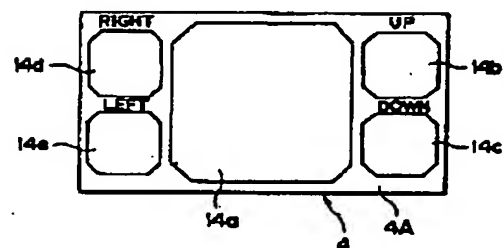
9a, 9b, 9c, 9d, 9e…ドライブ回路

11a, 11b, 11c, 11d, 11e…画像メモリ

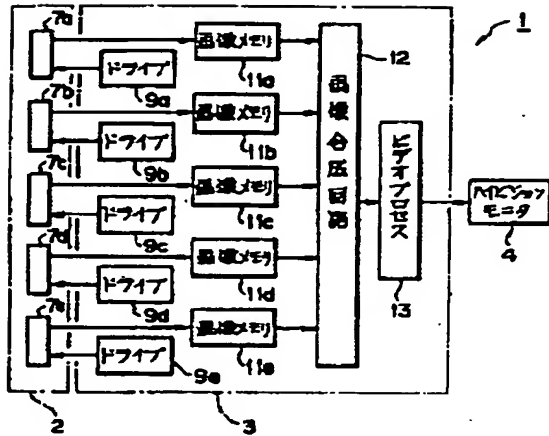
12…画像合成回路

13…ビデオプロセス回路

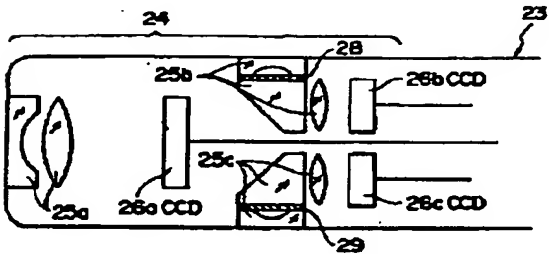
【図3】



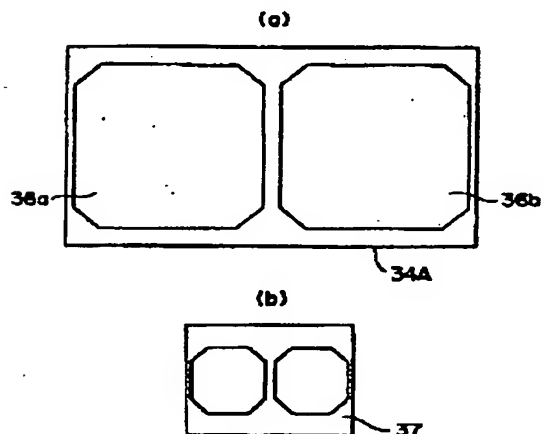
【図2】



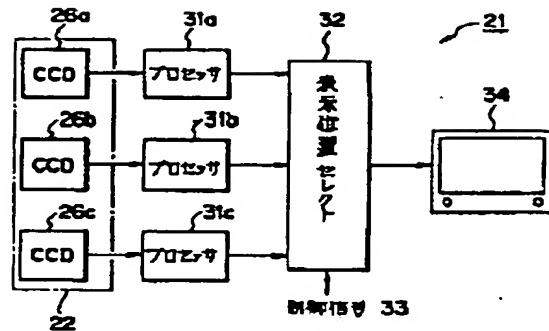
【図5】



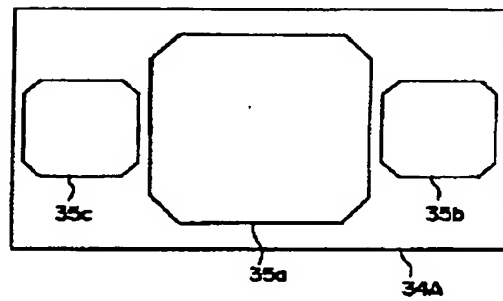
【図7】



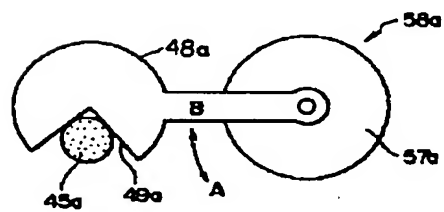
【図4】



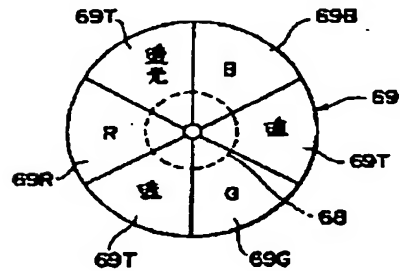
【図6】



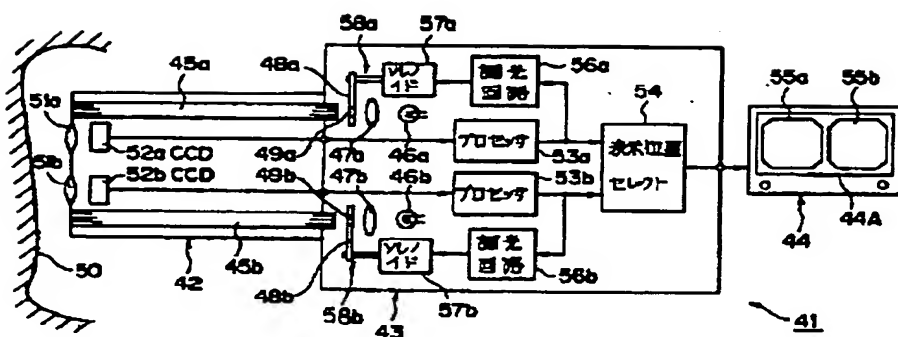
【図9】



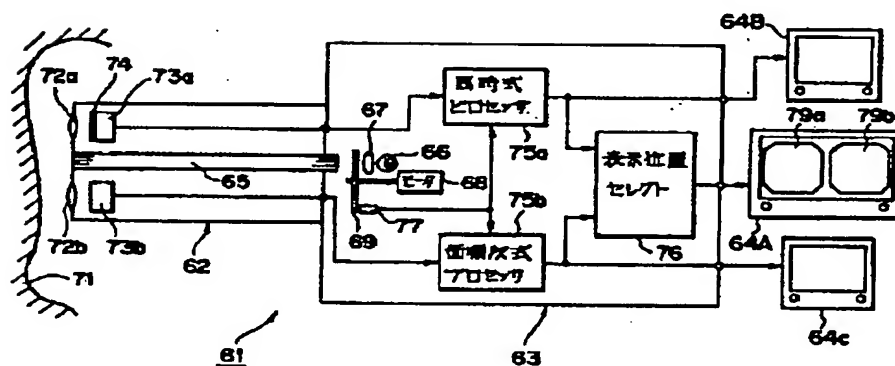
【図11】



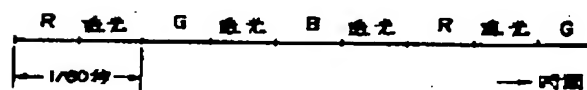
【図8】



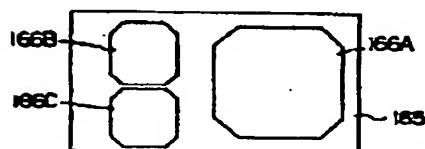
【図10】



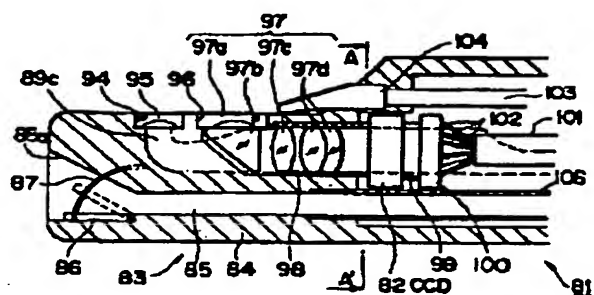
【図12】



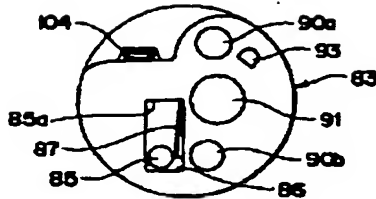
【図20】



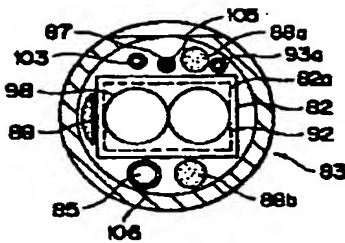
【図13】



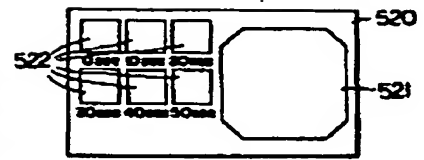
【図14】



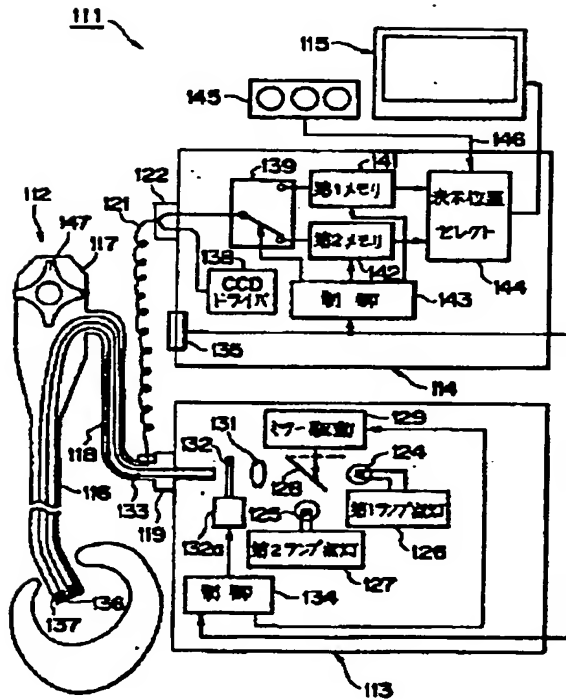
【図15】



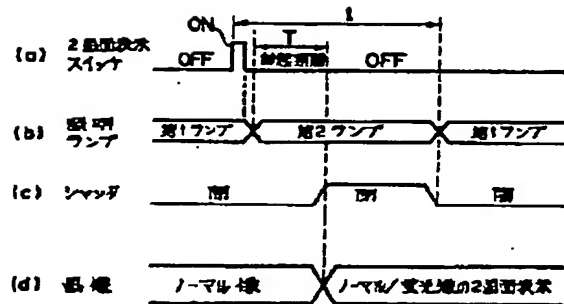
【図32】



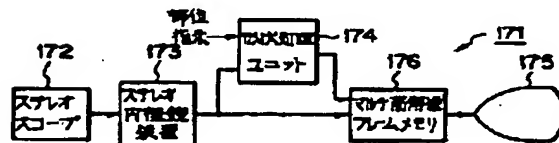
【図16】



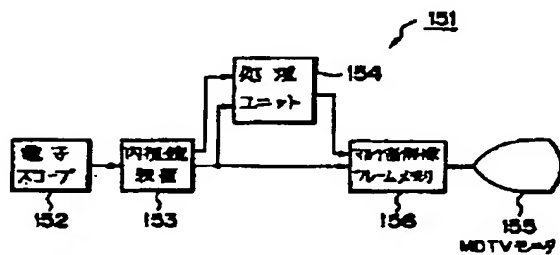
【図17】



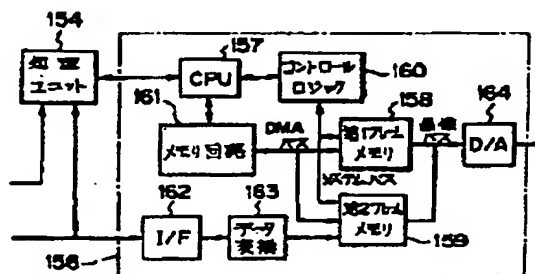
【図21】



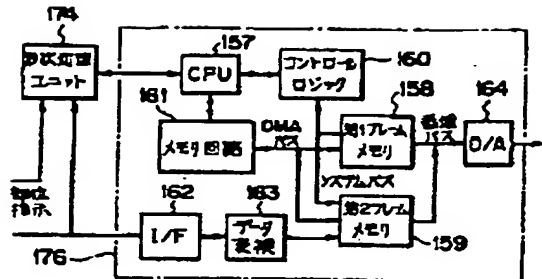
【図18】



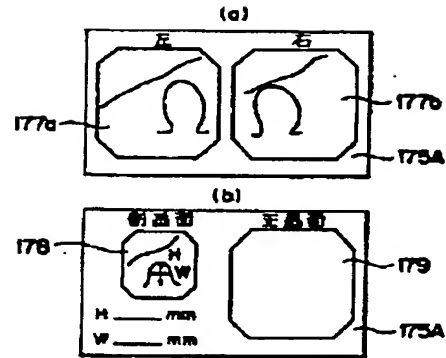
【図19】



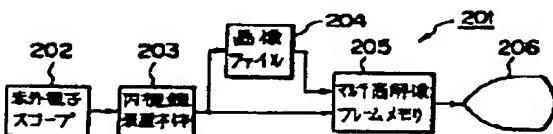
【図22】



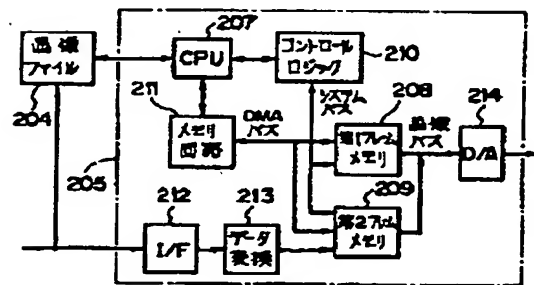
【図23】



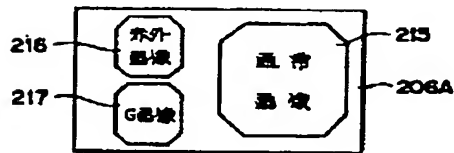
【図24】



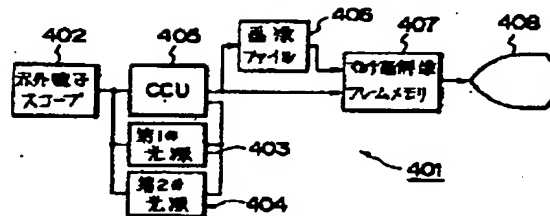
【図25】



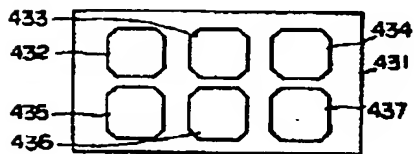
【図26】



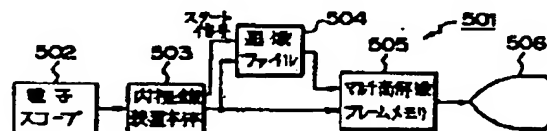
【図27】



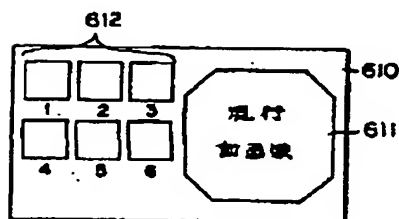
【図29】



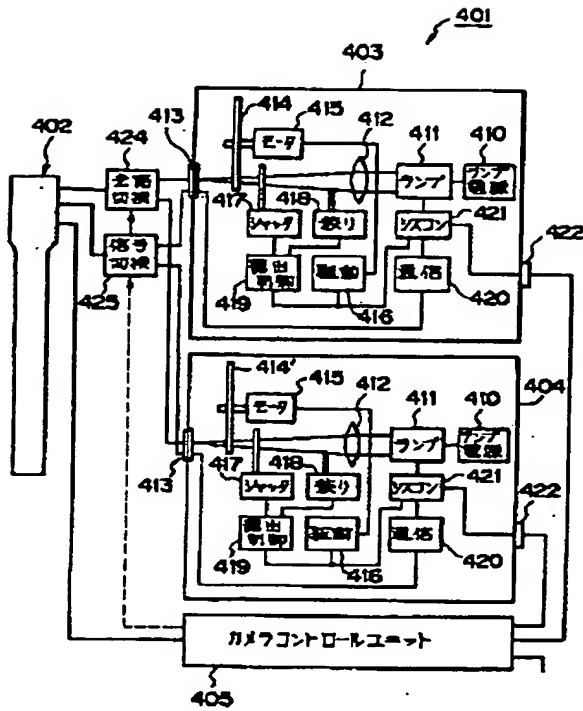
【図30】



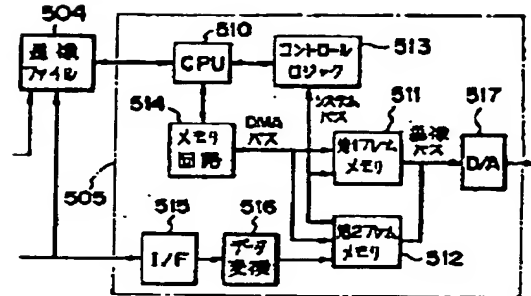
【図34】



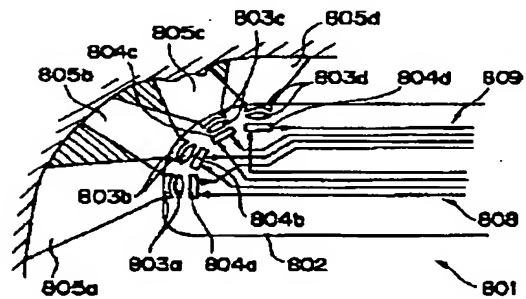
【図28】



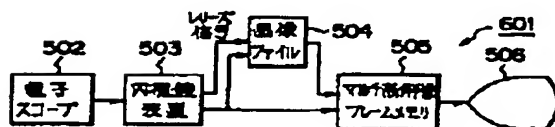
【図31】



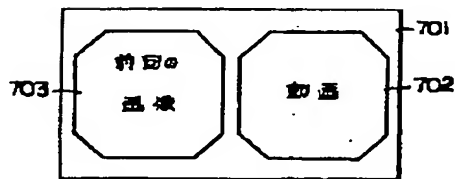
【図36】



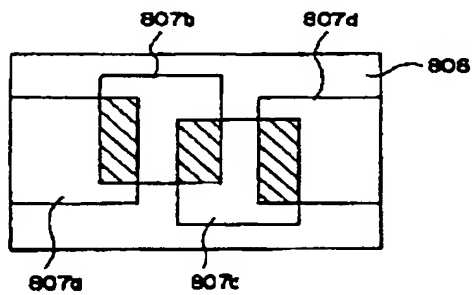
【図33】



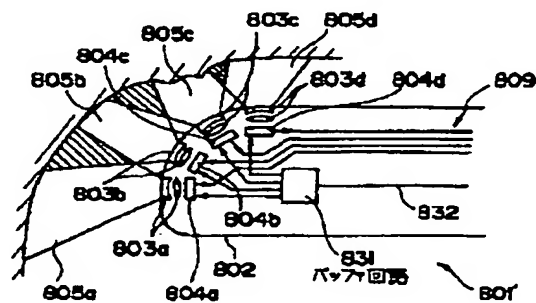
【図35】



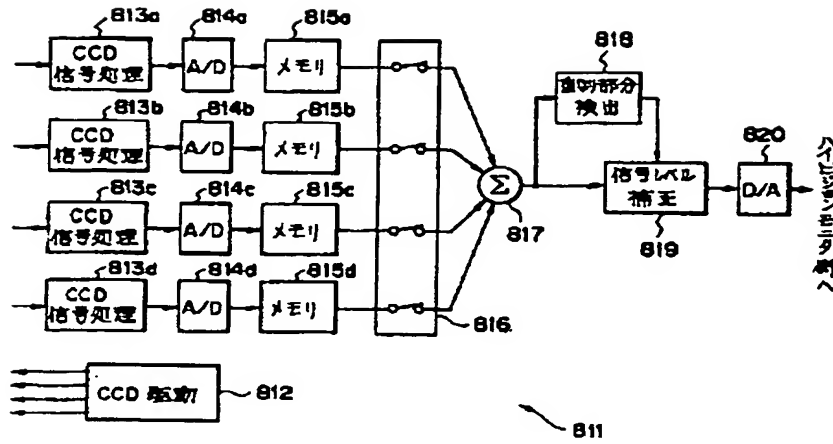
【図37】



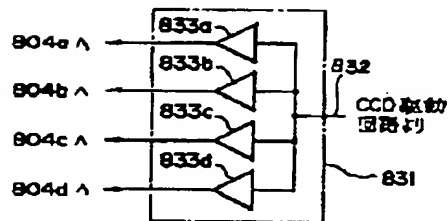
【図39】



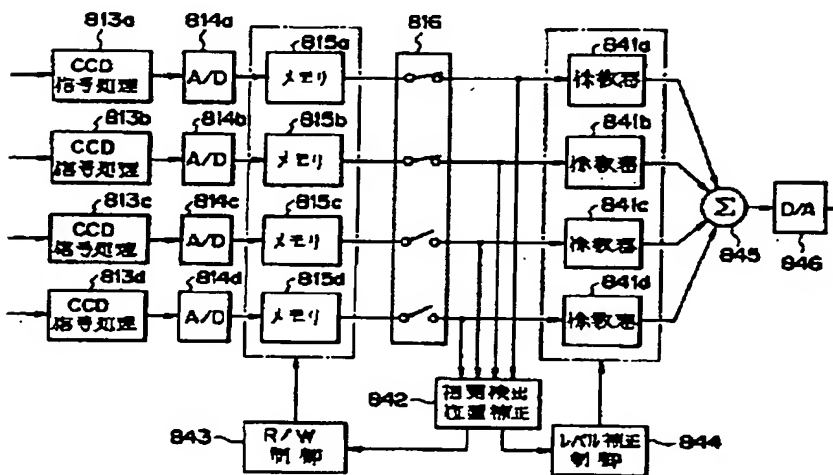
【図38】



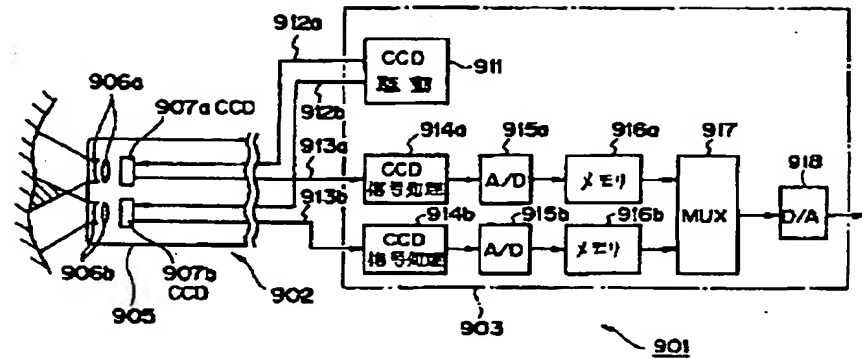
【図40】



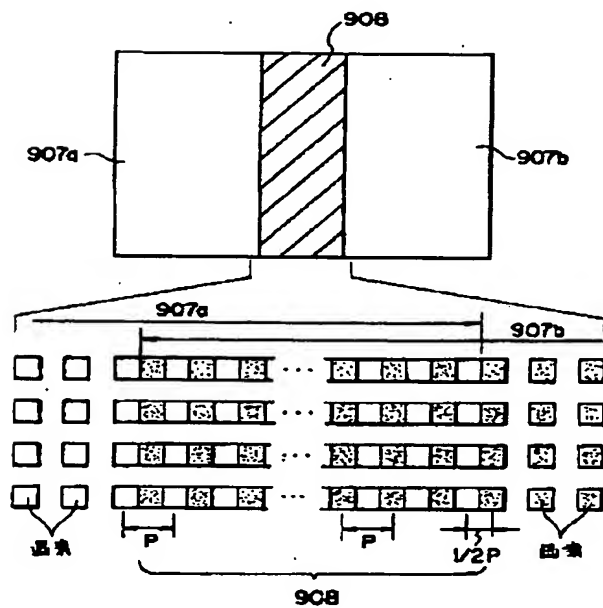
【図41】



【図42】



【図43】



フロントページの続き

(72) 発明者 矢部 久雄
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者 中村 一成
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☐ FADED TEXT OR DRAWING
- ☐ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☒ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☒ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.